



The Legal Translating Service

A Division of Linguistic Systems, Inc.

P.O. Box 390031 • 130 Bishop Richard Allen Drive • Cambridge, Massachusetts 02139 • Telephone 617-864-3900

Certification of Translation

COMMONWEALTH OF MASSACHUSETTS
COUNTY OF MIDDLESEX

On this day of October 24, 2001

Warner V. Heinz

of The Legal Translating Service, a division of Linguistic Systems, Inc., 130 Bishop Richard Allen Drive, Cambridge, Massachusetts 02139, being duly sworn, declared that the attached translation has been made faithfully of his own knowledge by himself and that the attached translation is a true and correct English version of the original German document, to the best of his knowledge and belief.

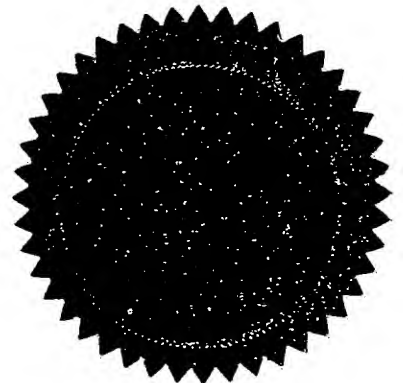
His qualifications as translator include familiarity with German as a native language and with English, French, and Spanish as acquired languages, and with said languages as languages of instruction and use for more than 35 years, and that he received a Bachelor of Science as well as a Masters in Business Administration from Ludwig Maximilian University in Munich, Germany and that he is employed as a freelance translator by Linguistic Systems, Inc.

My commission expires March 28, 2008

Translator

Hugh McAden Oechler
Notary Public

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**



corresponding loudness category

extrem laut	=	extremely loud
sehr laut	=	very loud
laut	=	loud
mittel	=	moderate
leise	=	low
sehr leise	=	very low
unhörbar	=	inaudible

Kategorien Lautheit	=	loudness categories
Normalhörender	=	person with normal hearing
Schwerhörender	=	person with impaired hearing
Schallpegel	=	sound level

Steigung	=	gradient
Resultate aus Skalierung	=	scaling results
individuelle HVLS Funktion	=	individual LOHL factor/function
Norm-HVLS Funktion	=	standard, normal LOHL factor/function
Hörverlust	=	hearing loss
Norm-HVLO-Funktion	=	standard, normal HLLO factor/function
individuelle HVLO-Funktion	=	individual HLLO factor/function
Resultate aus Skalierung	=	scaling results
Hörverlust	=	hearing loss

Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum.

Ein erfolgreiches Anpassen eines Hörgerätes an ein Individuum, bei dem ein Hörschaden vorhanden ist und korrigiert werden soll, ist ein entscheidender, unter anderen die Akzeptanz des Hörgerätes bildender Faktor. Dabei ist nicht nur die Art und das Ausmass des Hörschadens von Bedeutung, sondern auch eine Reihe anderer Gegebenheiten, wie zum Beispiel das persönliche, d.h. individuelle Empfinden von Lautheiten.

Ein Verfahren zum Anpassen eines Hörgerätes an ein Individuum ist aus der Offenlegungsschrift der europäischen Patentanmeldung mit der Nummer EP-A2-0 661 905 bekannt. Das bekannte Verfahren bezieht sich auf die Korrektur einer individuellen, geschädigten psycho-akustischen Wahrnehmung durch Einstellen von Parametern in einem Hörgerät. Dabei wird als Zielfunktion für die Korrektur die statistisch ermittelte mittlere Wahrnehmung von normalhörenden Menschen verwendet.

Aus der erwähnten Offenlegungsschrift ist ferner bekannt, dass zur Voreinstellung der Dynamik-Kompression im Hörgerät eine Lautheitsskalierungsprozedur durchgeführt wird. Damit kann individuell der Grad des Recruitment bei Innenohrschädigung bestimmt und in der Folge eine individuelle Kompensation vorgenommen werden. Ergänzend wird diesbezüglich auf die Veröffentlichung von Kiessling, Kollmeier und Diller mit dem Titel "Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten" (1997, Thieme, Stuttgart, New York) und von Thomas Brand mit dem Titel "Analysis and optimization of psychophysical procedures in audiology"

(Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem der Univ., 2000. - 148 S Oldenburg, Diss., Univ., 1999. ISBN 3-8142-0721-1) verwiesen.

5 Die als Zielfunktion verwendete Norm-Lautheitsfunktion wird an einem Kollektiv normalhörender Personen bestimmt, wobei diese Norm-Lautheitsfunktion möglichst mit der selben Prozedur bestimmt wird wie die eigentliche individuelle Messung.

10 Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass insbesondere die Varianz der Norm-Lautheitsfunktion recht gross ist. Eine Übersicht der gefundenen Daten wurde in einem Aufsatz von C. Elberling mit dem Titel "Loudness
15 scaling revisited" (J Am Acad Audiol 10, Seiten 248 bis 260, 1999) veröffentlicht.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren anzugeben, bei dem Einstellungen am
20 Hörgerät vorgenommen werden, die eine verbesserte Anpassung von Hörgeräten an das Lautheitsempfinden des Individuums ermöglichen.

Diese Aufgabe wird durch die in Anspruch 1 angegebenen
25 Massnahmen gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in weiteren Ansprüchen angegeben.

Die Erfindung weist die folgenden Vorteile auf: Indem sowohl die individuelle Wahrnehmung als auch die
30 statistische Norm-Wahrnehmung von Schwerhörenden in Abhängigkeit des Hörverlustes und die Norm-Wahrnehmung von Normalhörenden bei der Bestimmung der Einstellungen eines Hörgerätes berücksichtigt werden, und zwar gewichtet nach
35 Datenzuverlässigkeit, wird eine für das Individuum optimale Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes erhalten, womit auch die erhaltene Hörfähigkeit des Individuums verbessert

ist. Mit anderen Worten ist es durch die Erfindung gelungen, eine optimale Ziellautheit zu erhalten, welche das individuelle Lautheitsempfinden berücksichtigt.

- 5 Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Zeichnungen beispielsweise näher erläutert. Dabei zeigt

10 Fig. 1 schematisch, eine Quantifizierungseinheit zur Quantifizierung einer individuell wahrgenommenen Lautheit,

15 Fig. 2 in Abhängigkeit des Schallpegels, die wahrgenommene Lautheit der Norm sowie eines schwerhörenden Individuums bei einer vorgegebenen Frequenz,

20 Fig. 3 die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes (HVLS-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum und

Fig. 4 einen Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes (HVL0-Funktion) für ein schwerhörendes Individuum.

- 25 Wie bereits aus den einleitenden Ausführungen hervorgeht, wird erfindungsgemäss eine individuelle und somit bessere Einstellung von Hörgeräten dadurch ermöglicht, dass sowohl Streuungen aufgrund von ungenauen Messungen als auch Streuungen aufgrund von unterschiedlichen individuellen Lautheitsempfindungen bei der Hörgeräteeinstellung
- 30 berücksichtigt werden, wobei sowohl die individuell ermittelten Parameter als auch das Norm-Lautheitsempfinden gewichtet werden und zur Bestimmung der optimalen Anpassung beitragen. Unter dem Begriff "optimale Anpassung" wird
- 35 dabei insbesondere ein ausgewogener Verlauf für die einzustellende Kompression und die einzustellende

Verstärkung, d.h. dem Eingang-/Ausgang-Verhalten eines Hörgerätes in Abhängigkeit der Frequenz, verstanden.

- 5 Dies wird für die Kompression insbesondere dadurch erreicht, dass die einzelnen Steigungen der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVLS-Funktion, d.h. die Steigung der Lautheitsfunktion als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden. Aus der individuellen HVLS-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVLS-Funktion, kann ein Faktor bestimmt werden, welcher die Lautheitsempfindlichkeit des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.
- 10
- 15 Für die Verstärkung wird dies dadurch erreicht, dass die einzelnen Pegel L0 der individuellen Skalierresultate in Abhängigkeit des Hörverlustes dargestellt und durch eine individuelle HVLO-Funktion, d.h. der Pegel für die Lautheit = 0 als Funktion des Hörverlustes HV, angenähert werden.
- 20 Aus der individuellen HVLO-Funktion, im Vergleich zur Schwerhörenden-Norm-HVLO-Funktion, kann ein Offset bestimmt werden, welcher den mittleren Unterschied im Abszissenabschnitt der Lautheitsfunktionen des einzelnen Individuums im Vergleich zur Norm beschreibt.
- 25 Im folgenden werden die einzelnen Verfahrensschritte zur Anpassung eines Hörgerätes erläutert.
- 30 Als erstes wird ein Audiogramm erstellt. Dies erfolgt dadurch, dass bei einem potentiellen Hörgeräteträger die Hörschwellen für reine Töne verschiedener Frequenzen gemessen werden. Die gemessenen Erhöhungen der Hörschwellen werden als Hörverlust in dB bei jeder Frequenz bzw. in gewissen Frequenzintervallen ausgedrückt und dargestellt.
- 35 Mit Hilfe des Audiogramms lässt sich somit feststellen, in welchem Hörbereich ein Hörverlust vorliegt. Des weiteren

werden anhand des Audiogramms Stützstellen - d. h. einzelne Frequenzen - bestimmt, in denen in der Folge Lautheitsskalierungen in der nachstehend beschriebenen Art vorgenommen werden.

5

Die Lautheit "L" ist eine psycho-akustische Grösse, welche angibt, wie "laut" ein Individuum ein präsentierte akustisches Signal empfindet.

- 10 Bei natürlichen akustischen Signalen, welche immer breit-bandig sind, stimmt die Lautheit nicht mit der physikalisch übertragenen Energie des Signals überein. Es erfolgt psycho-akustisch im Ohr eine Bewertung des eintreffenden akustischen Signals in einzelnen Frequenzbändern, den
- 15 sogenannten kritischen Bändern. Die Lautheit ergibt sich aus einer bandspezifischen Signalverarbeitung und einer bandübergreifenden Überlagerung der bandspezifischen Verarbeitungsergebnisse, bekannt unter dem Begriff "Lautheitssummation". Diese Grundlagen wurden von E.
- 20 Zwicker, "Psychoakustik", Springer-Verlag Berlin, Hochschultext, 1982, ausführlich beschrieben.

- Es hat sich jedoch herausgestellt, dass die Lautheit als eine der wesentlichsten, die akustische Wahrnehmung
- 25 bestimmenden psycho-akustischen Grössen anzusehen ist.

- Eine Möglichkeit, die individuell empfundene Lautheit auf ausgewählte akustische Signale als weiter verwertbare Grösse überhaupt zu erfassen, ist die in Fig. 1 schematisch
- 30 dargestellte, beispielsweise aus O. Heller, "Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung", Psychologische Beiträge 26, 1985, oder V. Hohmann, "Dynamikkompensation für Hörgeräte, Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen", Dissertation UNI Göttingen,
- 35 VDI-Verlag, Reihe 17, Nr. 93, oder Thomas Brand, Analysis and optimization of psychophysical procedures in

audiology Oldenburg : Bibliotheks- und Informationssystem
der Univ., 2000. - 148 S. Oldenburg, Diss., Univ., 1999.
ISBN 3-8142-0721-1, bekannte Methode. Dabei wird einem
Individuum I ein akustisches Signal A präsentiert, das an
5 einem Generator 1 bezüglich spektraler Zusammensetzung und
übertragenem Schalldruckpegel verstellbar ist. Das
Individuum I bewertet bzw. "kategorisiert" mittels einer
Eingabeeinheit 3 das momentan gehörte akustische Signal A
gemäss z. B. elf Lautheitsstufen bzw. -kategorien, wie in
10 Fig. 1 dargestellt. Den Stufen werden numerische Gewichte,
beispielsweise von 0 bis 10, zugeordnet.

Mit diesem Vorgehen ist es möglich, die empfundene indivi-
duelle Lautheit zu messen, d. h. zu quantifizieren. Dies
15 wird beim erfindungsgemässen Verfahren bei mindestens einer
vorzugsweise bei drei unterschiedlichen Frequenzen bzw.
Stützstellen vorgenommen. Diese Prozedur wird im folgenden
als Lautheitsskalierung bezeichnet.

20 In Fig. 2 ist die Lautheit L, aufgenommen mit einer
Kategorienskalisierung nach Fig. 1, als Funktion des mitt-
leren Schalldruckpegels in dB-SPL für ein sinusförmiges
Signal der Frequenz f_k aufgetragen. Wie aus dem Verlauf in
Fig. 2 ersichtlich ist, nimmt die Lautheit L_{kN} der Norm in
25 der gewählten Darstellung nichtlinear mit dem Signalpegel
zu, der Steigungsverlauf wird in erster Näherung bei
Normalhörenden für alle kritischen Bänder mit der in Fig. 2
als N eingetragenen Regressionsgeraden mit der Steigung α_k
in [Kategorien pro dB-SPL] wiedergegeben.

30 Aus dieser Darstellung ist ohne weiteres ersichtlich, dass
der Modellparameter α_k einer nichtlinearen Verstärkung ent-
spricht, für Normalhörende in jedem kritischen Frequenzband
annähernd gleich, jedoch bei schwerhörenden Individuen, mit
35 α_{kH} , bei jeder Frequenz bzw. in jedem Frequenzband zu be-

stimmen. Durch die Gerade mit der Steigung α_k wird die nichtlineare Lautheitsfunktion bei der Frequenz f_k durch eine Regressionsgerade approximiert.

- 5 In Fig. 2 bezeichnet L_{kI} typischerweise den Verlauf der Lautheit L_i eines Schwerhörenden bei einer Frequenz f_k .

Wie aus dem Vergleich der Kurven L_{kN} und L_{kI} ersichtlich ist, weist die Kurve eines Schwerhörenden einen grösseren Offset (L_0) zum Nullpunkt auf und verläuft steiler als die
10 Kurve der Norm. Der grössere Offset entspricht einer erhöhten Hörschwelle, das Phänomen der grundsätzlich steileren Lautheitskurve wird als Lautheit-recruitment bezeichnet und entspricht einem erhöhten α -Parameter.

- 15 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - solche Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser
20 Stützstellen wird eine sogenannte HVLS-Funktion ermittelt, indem die Steigungen der Lautheitsfunktion $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ in Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.

- Fig. 3 zeigt eine HVLS-Funktion für ein schwerhörendes
25 Individuum, wobei die individuelle HVLS-Funktion, gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

- 30 Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell besonders zur Ermittlung der Steigung α als Funktion des Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB) eignet:

35
$$\log_{10}(\alpha) = a_1 \cdot HV + b_1 \cdot \log(HV) + VP_{consta}$$

für $20\text{dB} < \text{HV} < 100\text{dB}$,

wobei

5

- α : Steigung der Lautheitsfunktion,
 - HV: Hörverlust in dB,
 - a_s, b_s : konstante Funktionsparameter und
 - $\text{VP}_{\text{consta}}$: individueller Funktionsparameter, welcher die
- 10 HVLS-Funktion an die Stützstellen $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$ anpasst

ist.

- 15 Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in Fig. 3 dargestellte individuelle HVLS-Funktion aufgrund ihrer Berechnung aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und somit besser Veränderungen in der
- 20 individuellen Wahrnehmung widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung des Hörgerätes zwar bereits gestützt auf diese individuelle HVSL-Funktion erhalten, die Steigung α bei 0 dB Hörverlust durch Extrapolation ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3) und das Hörgerät
- 25 entsprechend einstellen. Es hat sich herausgestellt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich verbessert werden kann, wenn Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäss wird vorgeschlagen, dass das Norm-
- 30 Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäss dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.
- 35 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-

- Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein Mittelwert zwischen der durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust und der Norm-Lautheitssteigung gebildet wird, wobei eine Gewichtung
- 5 entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und zwar sowohl bei der individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust als auch bei der Norm-Lautheitssteigung, vorgenommen wird. Eine Gewichtung der individuellen
- 10 Skalierdaten in Abhängigkeit sowohl der Qualität der individuellen Skalierdaten, als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeführter Skalierungen hat sich als vorteilhaft erwiesen. Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung der
- 15 individuellen Steigung α bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor $2/3$ und einer Gewichtung der Norm-Lautheitssteigung α_n mit einem Faktor $1/3$ eine äusserst gute Anpassung des Hörgerätes erreicht werden.
- 20 Analog zur Steigung α der Lautheitsfunktion kann aus den Abszissenabschnitten L_0 der Lautheitsfunktion in Verbindung mit dem im Audiogramm bestimmten Hörverlust eine optimale bandspezifische Verstärkung abgeleitet werden.
- 25 Wie bereits darauf hingewiesen worden ist, werden mindestens an einer, vorzugsweise an drei Stützstellen - d.h. bei einer bzw. mehreren unterschiedlichen Frequenzen - Lautheitsskalierungen vorgenommen. Aufgrund dieser Stützstellen wird die HVLO-Funktion ermittelt, indem die
- 30 Abszissenabschnitte der Lautheitsfunktion $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$ als Funktion des Hörverlustes HV in dB aufgetragen werden.
- Fig. 4 zeigt eine HVLO-Funktion für ein schwerhörendes Individuum, wobei die individuelle HVLO-Funktion,
- 35 gestrichelte Linie, durch drei Stützstellen unter Anwendung

einer geeigneten, im folgenden erläuterten Modellbildung ermittelt wird.

Es hat sich gezeigt, dass sich das folgende Modell
5 besonders zur Ermittlung von L_0 als Funktion des
Hörverlustes HV (für Hörverluste zwischen 20dB und 100dB)
eignet:

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{\text{constL}}$$

10

für $20\text{dB} < HV < 100\text{dB}$,

wobei

- 15
- L_0 : Pegel für Lautheit=0,
 - HV: Hörverlust in dB,
 - a_L , b_L : konstante Funktionsparameter und
 - VP_{constL} : individueller Funktionsparameter, welcher die
HVL0-Funktion an die Stützstellen L_{01} , L_{02} , L_{03} , ...
20 anpasst

ist.

Zunächst sei an dieser Stelle festgehalten, dass die in
25 Fig. 4 dargestellte HVL0-Funktion aufgrund ihrer Berechnung
aus mehreren Stützstellen eine geringere messungsbedingte
Streuung aufweist, als die einzelnen Stützstellen, und
somit besser Veränderungen in der individuellen Wahrnehmung
widerspiegelt. Man könnte die Zielfunktion zur Einstellung
30 des Hörgerätes zwar bereits gestützt auf diese individuelle
HVL0-Funktion erhalten, den Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust
durch Extrapolation ermitteln (gepunktete Kurve in Fig. 3)
und das Hörgerät entsprechend einstellen. Es hat sich
gezeigt, dass die Hörgeräteeinstellung wesentlich
35 verbessert werden kann, wenn analog zur Steigung α der

- Lautheitsfunktion Informationen über das gesunde Gehör mitberücksichtigt werden. Erfindungsgemäss wird vorgeschlagen, dass das Norm-Lautheitsempfinden zur Ermittlung der individuell benötigten Kompression bei 0 dB Hörverlust herangezogen wird. Dabei wird erfindungsgemäss dem Umstand Rechnung getragen, dass das Lautheitsempfinden von Normalhörenden selbst eine nicht zu vernachlässigende Streuung aufweist.
- 10 Eine bevorzugte Möglichkeit zur Berücksichtigung der Norm-Lautheitsfunktion besteht darin, dass ein gewichteter Mittelwert zwischen dem durch Messung und Extrapolation bestimmten individuellen Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust und dem Pegel Norm- L_0 gebildet wird, wobei eine Gewichtung
- 15 entsprechend einer zu erwartenden Streuung der Werte, und zwar sowohl beim individuellen Pegel L_0 bei 0 dB Hörverlust als auch beim Pegel Norm- L_0 , vorgenommen wird. Analog zur Steigung der Lautheitsfunktion hat sich auch für den Pegel L_0 eine Gewichtung der individuellen Skalierdaten in
- 20 Abhängigkeit sowohl der Qualität der individuellen Skalierdaten als auch der Anzahl Messpunkte für die einzelnen Skalierungen und der Anzahl durchgeführter Skalierungen als vorteilhaft erwiesen.
- 25 Für individuelle Skalierdaten durchschnittlicher Qualität in drei Frequenzen kann mit einer Gewichtung des individuellen Pegels L_0 bei 0 dB Hörverlust mit einem Faktor $1/3$ und einer Gewichtung des Pegels Norm- L_0 mit einem Faktor $2/3$ eine äusserst gute Anpassung des
- 30 Hörgerätes erreicht werden.

Patentansprüche:

1. Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein
5 Individuum unter Berücksichtigung von individuellem
Lautheitsempfinden, wobei das Verfahren darin besteht,
- dass das Lautheitsempfinden des Individuums
ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird,
10 wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor
gewichtet werden,
 - dass ein Norm-Lautheitsempfinden bzw. dessen Parameter
mit einem zweiten Faktor gewichtet werden und
 - dass die gewichteten Lautheitsempfinden bzw. deren
15 Parameter zur Einstellung des Hörgerätes verwendet
werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass
im Hörgerät Kompression und/oder Verstärkung eingestellt
20 werden, wobei hierzu die Kompression in Funktion der
Frequenz resp. die Verstärkung in Funktion der Frequenz
bestimmt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass
25 zur Bestimmung der Kompression das Lautheitsempfinden des
Individuums mittels HVLS-Funktion quantifiziert wird, die
durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz
ermittelt wird.
- 30 4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass
die HVLS-Funktion durch die Formel

$$\log_{10}(\alpha) = a_a \cdot HV + b_a \cdot \log(HV) + VP_{\text{consta}}$$

35 modelliert wird, wobei

- α : Steigung der Lautheitsfunktion,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_s, b_s : konstante Funktionsparameter und
- 5 - VP_{consta} : individueller Funktionsparameter, welcher die
HVLS-Funktion an die Stützstellen $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots$
anpasst

10 ist, und dass VP_{consta} aufgrund mindestens einer vorzugsweise
aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen
durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

15 5. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass
zur Bestimmung der Verstärkung das Lautheitsempfinden des
Individuums mittels HVL0-Funktion quantifiziert wird, die
durch Lautheitsskalierungen bei mindestens einer Frequenz
ermittelt wird.

20 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass
die HVL0-Funktion durch die Formel

$$L_0 = a_L \cdot HV + b_L \cdot \log(HV) + VP_{constL}$$

modelliert wird, wobei

25

- L_0 : Pegel für Lautheit=0,
- HV: Hörverlust in dB,
- a_L, b_L : konstante Funktionsparameter und
- 30 - VP_{constL} : individueller Funktionsparameter, welcher die
HVL0-Funktion an die Stützstellen $L_{01}, L_{02}, L_{03}, \dots$
anpasst

35 ist, und dass VP_{constL} aufgrund mindestens einer vorzugsweise
aufgrund von drei, in unterschiedlichen Frequenzen
durchgeführten Lautheitsskalierungen ermittelt wird.

7. Verfahren nach einem oder mehrerer der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Hörverlust verwendet wird, um die Frequenzen zu bestimmen, in welchen Lautheitsskalierungen durchgeführt werden.
8. Verfahren nach einem oder mehrerer der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse der gewichteten Faktoren von einer angenommenen und/oder ermittelten Genauigkeit der Lautheitsskalierungsdaten abhängen.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass für den ersten Faktor einen Wert $2/3$ und für den zweiten Faktor einen Wert $1/3$ gewählt wird.

Zusammenfassung:

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes an ein Individuum. Das Verfahren besteht
5 zunächst darin, dass das Lautheitsempfinden des Individuums ausgemessen bzw. durch Parameter quantifiziert wird, wobei dieses bzw. diese mit einem ersten Faktor gewichtet werden. Des weiteren werden ein Norm-Hörverhalten bzw. dessen Parameter mit einem zweiten Faktor gewichtet. Schliesslich
10 werden die gewichteten Hörverhalten bzw. dessen Parameter zur Bestimmung von für das Individuum optimalen Einstellungen des Hörgerätes verwendet.
Das erfindungsgemässe Verfahren weist den Vorteil auf, dass ein Hörgerät bedeutend besser an das Individuum angepasst
15 werden kann.

(Fig. 1)

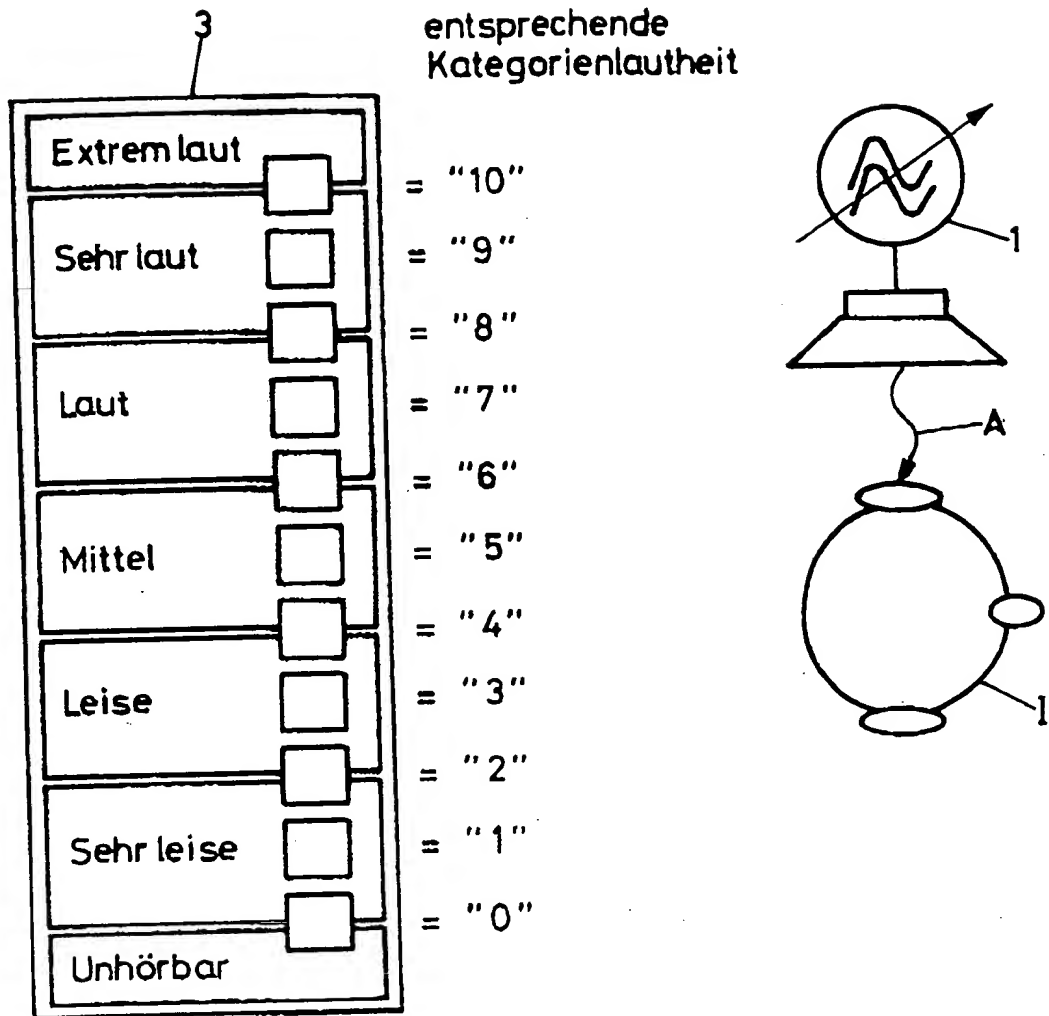


FIG.1

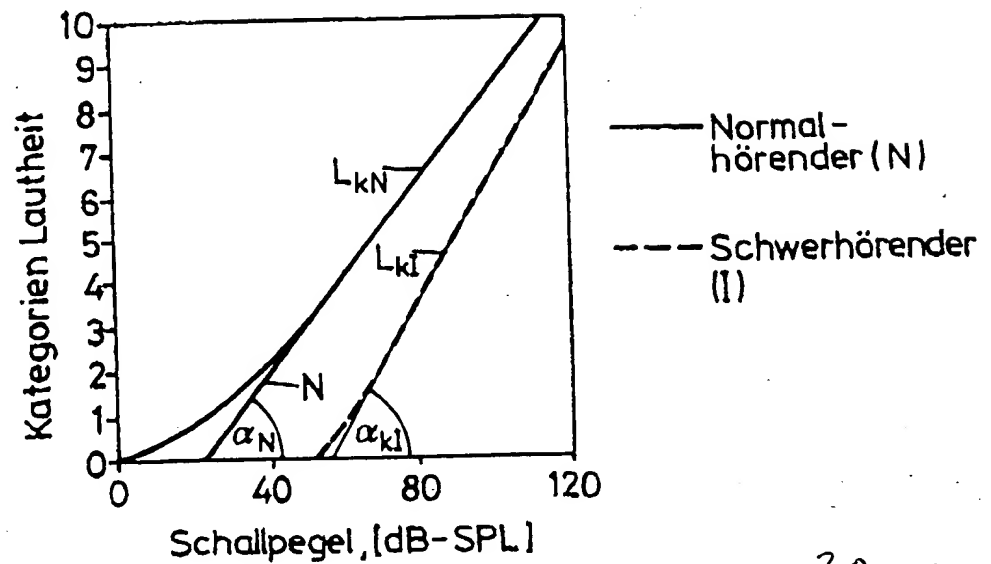


FIG.2

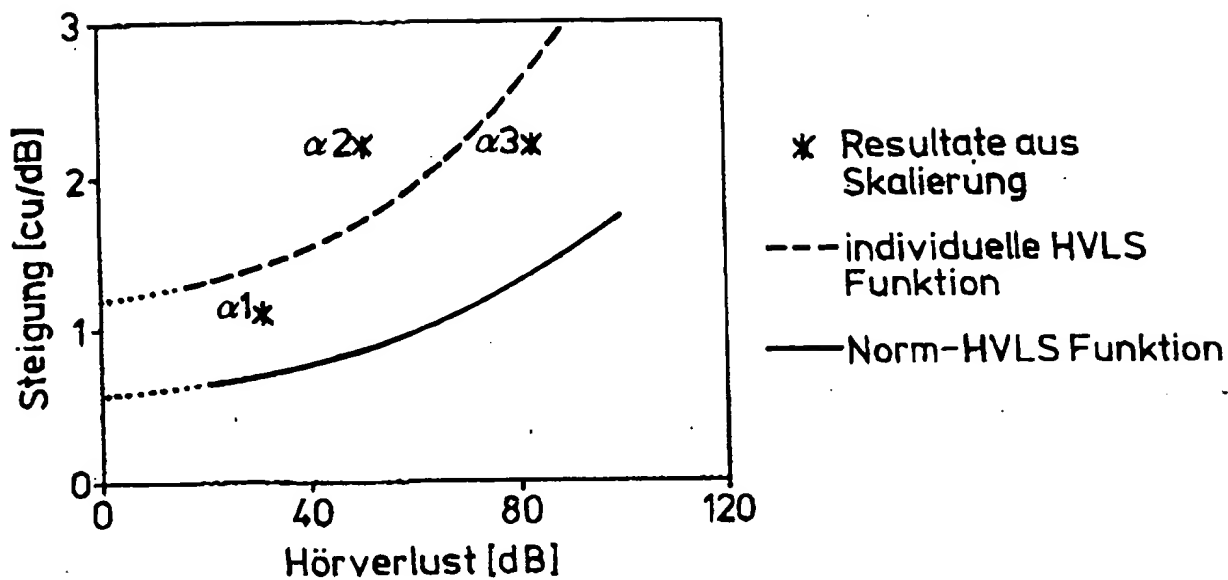


FIG. 3

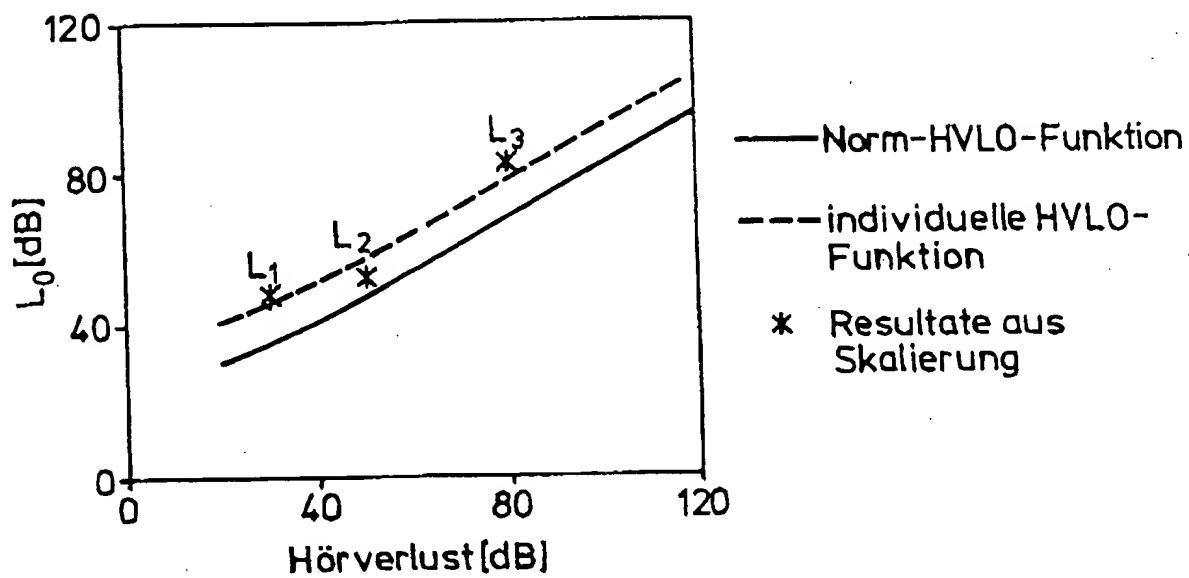


FIG. 4